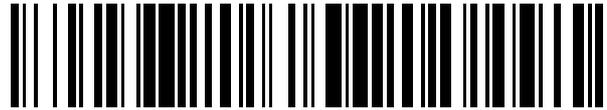


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 564 932**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.10.2010 E 10827355 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.01.2016 EP 2493421**

54 Título: **Diseño difractivo de distancia central con desplazamiento de fase para implante ocular**

30 Prioridad:

26.10.2009 US 254938 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

30.03.2016

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)
Lichtstrasse 35
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**HONG, XIN;
KARAKELLE, MUTLU y
ZHANG, XIAOXIAO**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 564 932 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Diseño difractivo de distancia central con desplazamiento de fase para implante ocular.

5 **Campo técnico de la invención**

La presente invención se refiere de manera general a lentes oftálmicas multifocales, y, más particularmente, a lentes intraoculares multifocales que pueden proporcionar potencias de enfoque óptico de refracción y difracción.

10 **Antecedentes de la invención**

El ojo humano en términos sencillos funciona para proporcionar visión mediante la transmisión de luz a través de una parte exterior transparente denominada córnea, y el enfoque de la imagen a modo de lente sobre una retina. La calidad de la imagen enfocada depende de muchos factores incluyendo el tamaño y la forma del ojo, y la transparencia de la córnea y la lente. La edad y/o una enfermedad provocan a menudo que la lente pase a ser menos transparente. Por tanto, la visión se deteriora debido a la disminución de la luz que puede transmitirse a la retina. Esta deficiencia en la lente del ojo se conoce médicamente como catarata.

Las lentes intraoculares (IOL) se implantan de manera rutinaria en los ojos de los pacientes durante la cirugía de cataratas para sustituir una lente de cristalino natural. Algunas IOL emplean estructuras difractivas para proporcionar a un paciente no solo potencia de enfoque lejano sino también potencia de enfoque cercano. En otras palabras, tales IOL multifocales proporcionan al paciente un grado de acomodación (denominado a veces "pseudocomodación"). Aunque los pacientes que tienen tales IOL generalmente disfrutan de las propiedades de enfoque versátiles de estas lentes, un pequeño porcentaje tiene quejas sobre la calidad de su visión intermedia.

Generalmente los diversos diseños de lentes oftálmicas multifocales entran en una de dos categorías, lentes refractivas y lentes difractivas. Las lentes difractivas utilizan estructuras microscópicas prácticamente periódicas en la lente para difractar la luz en varias direcciones simultáneamente. Esto es similar a una rejilla difractiva y las múltiples órdenes de difracción enfocan la luz en diversas imágenes correspondientes a diferentes longitudes focales de la lente. Las IOL y lentes de contacto multifocales difractivas se comentan de manera más completa en las patentes US nº 4.162.122, nº 4.210.391, nº 4.338.005, nº 4.340.283, nº 4.995.714, nº 4.995.715, nº 4.881.804, nº 4.881.805, nº 5.017.000, nº 5.054.905, nº 5.056.908, nº 5.120.120, nº 5.121.979, nº 5.121.980, nº 5.144.483, nº 5.117.306 (Cohen), las patentes US nº 5.076.684, nº 5.116.111 (Simpson, *et al.*), la patente US nº 5.129.718 (Futhey, *et al.*) y las patentes US nº 4.637.697, nº 4.641.934 y nº 4.655.565 (Freeman). Una IOL según el preámbulo de la reivindicación 1 se conoce a partir del documento EP-A- 2045 648.

Aunque una IOL difractiva puede presentar varias longitudes focales, generalmente, las IOL con solo dos longitudes focales (lejos y cerca) son las más comunes. Al igual que con cualquier lente multifocal de visión simultánea, una imagen (o imágenes) desenfocada se superpone sobre el componente enfocado debido a la segunda potencia de lente, pero la imagen desenfocada raramente la observa el usuario, que se concentra en el detalle de interés.

Por consiguiente, existe la necesidad de lentes oftálmicas mejoradas para corregir la visión, y más particularmente, de lentes de este tipo que puedan emplearse para compensar la pérdida de potencia óptica de una lente natural retirada. En particular, existe la necesidad de una IOL con la capacidad para recuperar la visión por un intervalo de distancias de objetos tras la retirada de una lente natural.

Sumario de la invención

Las formas de realización de la presente divulgación proporcionan un diseño multifocal difractivo mejorado para implante ocular según se expone en las reivindicaciones adjuntas.

Las formas de realización de la presente divulgación permiten a los pacientes, que presentan una alteración visual, disponer de una visión lejana clara en condiciones de pupila más pequeña, es decir condiciones fotópicas, y disponer de una visión mejorada en condiciones de pupila más grande, es decir condiciones mesópicas.

Otras ventajas de la presente divulgación resultarán más evidentes para el experto en la materia tras la lectura y comprensión de la descripción detallada de las formas de realización preferidas descritas en la presente memoria con referencia a los siguientes dibujos.

60 **Breve descripción de los dibujos**

Para una comprensión más completa de la presente divulgación y las ventajas de la misma, a continuación se hará referencia a la siguiente descripción tomada junto con los dibujos adjuntos en los que números de referencia similares indican características similares y en los que:

la figura 1 ilustra la anatomía del ojo en el que puede colocarse una IOL difractiva según formas de realización de

la presente divulgación;

la figura 2 representa una IOL difractiva según formas de realización de la presente divulgación;

5 la figura 3 proporciona una sección 300 transversal de una lente oftálmica multifocal difractiva caracterizada por una pluralidad de zonas anulares según formas de realización de la presente divulgación;

10 la figura 4 proporciona una vista de arriba abajo de una lente oftálmica multifocal difractiva segmentada radialmente caracterizada por una pluralidad de zonas anulares según formas de realización de la presente divulgación;

15 las figuras 5A a 5H proporcionan gráficas que representan los resultados asociados con la fase de desplazamiento inicial para redistribuir la energía entre cercano, intermedio y lejano para una IOL de 3 mm según formas de realización de la presente divulgación; y

la figura 6 proporciona un diagrama de flujo lógico de un método para corregir alteraciones visuales tales como afaquia del ojo.

20 Las figuras 5a, b, c, d, e, f no dan a conocer formas de realización de la invención.

Descripción detallada de la invención

25 En las figuras se ilustran formas de realización preferidas de la presente divulgación, utilizándose números similares para denominar partes similares y correspondientes de los diversos dibujos.

30 Se proporciona un diseño multifocal difractivo mejorado para implante ocular. Este implante ocular incluye una lente intraocular (IOL) multifocal difractiva y varios elementos hápticos. La IOL multifocal difractiva deja pasar energía óptica en condiciones lejana, intermedia y cercana. Los elementos hápticos se acoplan mecánicamente a la IOL multifocal difractiva con el fin de colocar y fijar firmemente la IOL multifocal difractiva dentro del ojo. La IOL multifocal difractiva incluye tanto una región difractiva como una región refractiva, pudiendo funcionar la IOL multifocal difractiva para realizar un desplazamiento de fase de la energía óptica de manera que se produzca una interferencia constructiva dentro de la región difractiva y la región refractiva.

35 La vista es, con diferencia, uno de los sentidos más valiosos. Sin la visión, las tareas del día a día como conducir y leer libros serían imposibles. Los ojos son máquinas complejas que proporcionan una imagen clara del mundo, comunicando los colores, formas y texturas más sencillos. La figura 1 ilustra la anatomía del ojo en el que puede colocarse el diseño multifocal difractivo mejorado para implante ocular proporcionado por la presente divulgación. El ojo 100 incluye la córnea 102, el iris 104, la pupila 106, lente 108, cápsula 110 lenticular, las zónulas, el cuerpo ciliar, la esclerótica 112, el gel 114 vítreo, la retina 116, mácula y el nervio óptico 120. La córnea 102 es una estructura transparente con forma de cúpula sobre la superficie del ojo que actúa como una ventana, dejando pasar luz al ojo. El iris 104 es la parte coloreada del ojo, denominada iris, es un músculo que rodea la pupila que se relaja y contrae para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo. La pupila 106 es la abertura redonda central del iris. La lente 108 es la estructura en el interior del ojo que ayuda a enfocar la luz sobre la retina. La cápsula 110 lenticular es una bolsa elástica que envuelve la lente, ayudando a controlar la forma de la lente cuando el ojo enfoca sobre objetos a diferentes distancias. Las zónulas son ligamentos finos que unen la cápsula lenticular al interior del ojo, manteniendo la lente en su sitio. El cuerpo ciliar es la zona muscular unida a la lente que se contrae y relaja para controlar el tamaño de la lente para el enfoque. La esclerótica 112 es la capa reforzada más externa del ojo que mantiene la forma del ojo. El gel 114 vítreo es la sección grande llena de gel que está ubicada hacia la parte posterior del globo ocular y que ayuda a mantener la curvatura del ojo. La retina 116 es una capa de nervio sensible a la luz en la parte posterior del ojo que recibe luz y la convierte en señales para enviarlas al cerebro. La mácula es la zona en la parte posterior del ojo que contiene funciones para ver hasta el más mínimo detalle. El nervio óptico 118 conecta y transmite señales desde el ojo al cerebro.

40 La figura 2 representa una IOL difractiva según las formas de realización de la presente divulgación. La IOL óptica difractiva 200 proporcionada es una lente artificial implantada en el ojo para recuperar la visión tras haberse retirado una lente natural. La necesidad de la IOL puede deberse a cataratas, una enfermedad o accidentes. La lente de la IOL puede ser convexa en ambos lados (biconvexa) y estar hecha de un plástico blando que puede plegarse antes de su inserción, permitiendo su colocación a través de una incisión más pequeña que el diámetro óptico de la lente. Tras la inserción quirúrgica en el ojo, la lente se despliega suavemente para recuperar la visión. Los brazos de soporte (elementos hápticos) 202 proporcionan una colocación apropiada de la IOL dentro del ojo.

50 La IOL óptica difractiva 200 puede colocarse en la cámara posterior del ojo, sustituyendo a la lente natural. Esta posición permite que la IOL óptica difractiva 200 corrija la alteración visual de afaquia (ausencia de la lente natural). La IOL óptica difractiva 200 puede presentar una óptica biconvexa que se conforma utilizando un proceso denominado difracción apodizada para proporcionar un aumento de profundidad de foco. La IOL óptica difractiva 200 puede utilizarse en pacientes adultos con y sin presbiopía, que desean una visión cercana, intermedia y lejana con

un aumento de la independencia de las gafas tras la cirugía de cataratas. La IOL óptica difractiva 200 proporciona una buena visión cercana, intermedia y lejana con un aumento de la independencia de las gafas en pacientes que se han sometido a cirugía de cataratas. La IOL óptica difractiva 2 proporciona visión de calidad para diversas situaciones de iluminación. En condiciones de iluminación brillante, la parte difractiva central 204 envía ondas de luz simultáneamente a los puntos focales lejano, intermedio y cercano, mientras que, en condiciones de iluminación tenue, la zona refractiva circundante 206 envía una energía mayor para visión lejana.

La figura 3 proporciona una sección 300 transversal de una lente oftálmica multifocal difractiva caracterizada por una pluralidad de zonas anulares según formas de realización de la presente divulgación. Las formas de realización proporcionan un desplazamiento de fase entre la pluralidad de zonas anulares para mejorar la visión lejana y mantener una buena visión intermedia. La cantidad de desplazamiento de fase puede optimizarse cuidadosamente para que la interferencia constructiva esté entre la región refractiva de distancia central y la región difractiva. Como consecuencia, se aumenta la visión lejana y se extiende la visión intermedia. De manera más específica, la fase inicial de la región de distancia central se ajusta para coincidir con la estructura difractiva circundante de modo que la interferencia constructiva se produce en el foco lejano y los focos intermedios. El desplazamiento de fase inicial hacia arriba redistribuye energía de cercano a intermedio y el desplazamiento hacia abajo la redistribuye de lejano a intermedio. Se consigue un buen equilibrio cuando se desplaza la fase inicial con $1/16$ de una onda. Este diseño mantiene un buen enfoque lejano, intermedio y cercano. Una optimización adicional puede dar como resultado otros diseños modificados.

El proceso para determinar estas zonas anulares se describe en la patente US nº 5.699.142 (Lee *et al.*). Se calcula el límite de cada zona con respecto al eje óptico. Los escalones 302 se sitúan en los límites de zona radial entre las diversas rejillas en escalones individuales. La reducción progresiva de la altura de escalón de un grupo seleccionado de rejillas 304 en escalones individuales por una cantidad predeterminada puede reducir los efectos no deseados de deslumbramiento percibidos como un halo o anillos alrededor de una fuente de luz lejana y diferenciada. El grupo seleccionado de rejillas en escalones individuales cuya altura de escalón va a reducirse está contenido en lo que se denomina zona de apodización.

Obsérvese que la altura de escalón de las rejillas 304 en escalones que rodean el eje óptico (OA) permanece constante por varias rejillas 304 en escalones antes de comenzar a reducir su tamaño. Entonces, a medida que aumenta la distancia de cada rejilla en escalones individual con respecto al eje óptico OA, la altura de escalón de cada rejilla 304 en escalones se aproxima a cero. En otras formas de realización la altura de las rejillas 304 en escalones que rodea el eje óptico OA comienza a disminuir con el aumento de la distancia de la rejilla 304 en escalones con respecto al eje óptico OA. Estas rejillas en escalones pueden segmentarse adicionalmente de manera radial tal como se muestra en la figura 4.

La figura 4 proporciona una vista de arriba abajo de una lente oftálmica multifocal difractiva segmentada radialmente caracterizada por una pluralidad de zonas anulares según formas de realización de la presente divulgación. Una lente oftálmica multifocal difractiva segmentada radialmente 400 incluye elementos hápticos 402, que incluyen además un refuerzo 416 de unión, un codo 418 y una parte distal 420 que presenta una parte ensanchada 422; la óptica 410 que incluye la parte difractiva apodizada radialmente central 404 que presenta zonas segmentadas radialmente 424 y una zona refractiva circundante 406. En una realización el grosor del codo 418 y la parte distal 420 del elemento táctil 402 es uniforme, y preferiblemente se encuentra entre aproximadamente 0,30 mm y 0,60 mm, siendo más preferido entre aproximadamente 0,40 mm y 0,50 mm y siendo lo más preferido entre aproximadamente 0,43. Sin embargo, el refuerzo 416 de unión presenta un grosor que se reduce hacia el lado anterior 212 de la óptica. El refuerzo 416 de unión preferiblemente se encuentra entre aproximadamente 0,15 mm y 0,60 mm de grosor, siendo más preferido entre aproximadamente 0,25 mm y 0,35 mm de grosor y siendo lo más preferido aproximadamente 0,30 mm. Este grosor reducido generalmente se extiende desde el borde 208 de la óptica. La sección transversal relativamente delgada del refuerzo 416 de unión y el borde 308 proporciona un perfil más delgado cuando se inserta la IOL 400 a través de la incisión quirúrgica. El grosor reducido del refuerzo 416 de unión también facilita la circulación de fluido (por ejemplo, viscoelástico) entre el lado posterior 214 y el lado anterior 212 de la IOL. Alternativamente, el refuerzo 416 de unión o la óptica 410 pueden estar dotados de otros medios (tales como orificios, hendiduras, muescas, microperforaciones o protuberancias (no se muestra ninguno)) para facilitar el flujo de fluido entre el lado posterior 214 y el lado anterior 212 de la IOL. La longitud relativamente larga y el radio de la parte distal 420 proporciona un mayor contacto con la bolsa capsular para una mejor fijación cuando se implanta la IOL 400 en el ojo. El codo 418 crea una articulación que permite que el elemento táctil 402 se flexione al tiempo que minimiza el combado y abovedado de la óptica 410. La parte ensanchada 422 aumenta la rigidez del elemento táctil 402 justo más allá del codo 418, aumentando de ese modo la resistencia del elemento táctil 402 en un punto de esfuerzo crítico.

Las formas de realización de la presente divulgación proporcionan un diseño multifocal apodizado mejorado para un implante ocular, tal como una lente intraocular (IOL) que utiliza un perfil para proporcionar una visión lejana mejorada para pupilas más pequeñas, tal como en condiciones fotópicas, y visión cercana mejorada en pupilas más grandes en comparación con las lentes multifocales difractiva apodizadas disponibles anteriormente.

Algunos pacientes necesitan una visión lejana más clara con una pupila más pequeña, es decir, en condición

fotópica. Del mismo modo, algunos pacientes requieren una mejor visión con una pupila más grande, es decir, en condición mesópica. Por ejemplo, algunos pacientes presentan dificultad a la hora de leer menús en restaurantes con luz tenue en los que la pupila podría ser de 4 mm o mayor. Las formas de realización de la presente divulgación utilizan la distribución de energía de un diseño multifocal y están optimizadas para conseguir una energía más elevada para visión lejana con pupilas de 2,75 mm o más pequeñas. Al mismo tiempo, consigue una energía más elevada para visión cercana en comparación con implantes oculares disponibles anteriormente con una pupila de 3,5 mm o más grande.

Las formas de realización también proporcionan otras características de un implante ocular que incluyen un borde delgado para ayudar a realizar una incisión más pequeña durante la cirugía de implantación; una mejora de aproximadamente el 5 al 10% o mayor en valores de MTF con una pupila de 2 y 2,5 mm o más pequeña en comparación con diseños multifocales apodizados disponibles anteriormente; y una mejora de aproximadamente el 15% o superior en valores de MTF con una pupila de 3,5 mm o mayor para visión cercana en comparación con diseños multifocales apodizados disponibles anteriormente. La mejora del 5 al 10% o mayor para pupilas más pequeñas permite una mejor visión lejana en condiciones fotópicas. De manera similar la mejora del 15% para pupilas más grandes permite una visión cercana mejorada en condición de luz tenue o mesópica. Las formas de realización de la presente divulgación han demostrado que puede reducirse la energía para cercano y utilizar una región de lente mayor que dirige luz a cercano mientras proporciona un buen rendimiento visual. Las formas de realización pueden optimizar el área para mejoras de diseño que permiten una mejor visión en todas las condiciones de iluminación, tales como, condiciones fotópicas y mesópicas para determinadas pupilas. Las alteraciones visuales no aumentarán por la noche en algunas formas de realización de la presente divulgación.

Las figuras 5A a 5H proporcionan gráficos que representan los resultados asociados con desplazamiento de fase inicial para redistribuir energía entre cercano, intermedio y lejano para una IOL de 3 mm según formas de realización de la presente divulgación. Las formas de realización proporcionan un desplazamiento de fase dentro de una combinación de ópticas difractiva para mejorar la visión lejana y mantener una buena visión intermedia. La cantidad de desplazamiento de fase puede optimizarse cuidadosamente para que la interferencia constructiva esté entre la región refractiva de distancia central y la región difractiva. Como consecuencia, se aumenta la visión lejana y se extiende la visión intermedia. De manera más específica, la fase inicial de la región de distancia central se ajusta para coincidir con la estructura difractiva circundante de modo que la interferencia constructiva se produce en el foco lejano y los focos intermedios. El desplazamiento de fase inicial hacia arriba redistribuye energía de cercano a intermedio y el desplazamiento hacia abajo la redistribuye de lejano a intermedio. Se consigue un buen equilibrio cuando se desplaza la fase inicial con 1/16 de una onda. Este diseño mantiene un buen enfoque lejano, intermedio y cercano. En las figuras 5A y 5B la distancia central DD se desplaza hacia arriba con 1/8 de ondas. En las figuras 5C y 5D la distancia central DD se desplaza hacia abajo con 1/8 de ondas. En las figuras 5E y 5F la distancia central DD no está desplazada. En las figuras 5G y 5H la distancia central DD está desplazada hacia abajo con 1/16 de una onda.

Tal como se muestra en estas figuras, las formas de realización de la presente divulgación pueden proporcionar una visión lejana más clara con una pupila más pequeña, es decir, en condición fotópica y una mejor visión con una pupila más grande, es decir, en condiciones mesópicas.

La figura 6 proporciona un diagrama de flujo lógico de un método para corregir alteraciones visuales tales como afaquia del ojo. Las operaciones 600 comienzan con la retirada de una lente natural de un ojo en la etapa 602. Entonces puede insertarse una IOL multifocal difractiva apodizada dentro del ojo. Las lentes de la IOL multifocal difractivas pueden ser convexas en ambos lados (biconvexas) y estar hechas de un plástico blando que puede plegarse antes de su inserción. Este plegado permite su colocación a través de una incisión de tamaño reducido en el que la incisión es más pequeña que el diámetro óptico de la IOL multifocal difractiva. Tras la inserción quirúrgica en el ojo en la etapa 604 la IOL puede desplegarse suavemente para recuperar la visión. En la etapa 606, la IOL se coloca y fija firmemente dentro del ojo. Esto puede realizarse con la utilización de brazos de soporte (elementos hápticos) para proporcionar una colocación apropiada de la IOL dentro del ojo. Los ejemplos de la presente divulgación pueden situar o colocar la IOL en la cámara posterior del ojo para sustituir la lente natural tal como se muestra en la figura 1. Esta colocación permite que la IOL corrija alteraciones visuales tales como la ausencia de una lente natural ya sea por enfermedad o accidente. La propia lente es una IOL multifocal difractiva tal como se comentó anteriormente. Esto permite a pacientes con y sin presbiopía que desean visión intermedia y lejana experimentar una independencia de las gafas después de la cirugía tal como cirugía de cataratas.

En resumen, las formas de realización de la presente divulgación proporcionan un diseño multifocal difractiva mejorado para implante ocular. Este implante ocular incluye una lente intraocular multifocal difractiva (IOL) y varios elementos hápticos. La IOL multifocal difractiva deja pasar energía óptica en condiciones lejana, intermedia y cercana. Los elementos hápticos se acoplan mecánicamente a la IOL multifocal difractiva con el fin de colocar y fijar firmemente la IOL multifocal difractiva dentro del ojo. La IOL multifocal difractiva incluye tanto una región difractiva como una región refractiva. La región difractiva presenta una región central o zona óptica de la lente que incluye escalones concéntricos de alturas de escalón gradualmente variables con el fin de asignar energía sobre la base de las condiciones de iluminación y la actividad con el fin de crear un intervalo completo de visión de calidad, es decir de cercana a lejana en el paciente. Esto permite corregir condiciones en las que la lente natural del ojo debe

sustituirse.

- 5 También se da a conocer un método para corregir la alteración visual de afaquia. Esto implica retirar una lente natural de un ojo cuando la lente puede verse afectada por una enfermedad o estar dañada por un accidente. A continuación puede insertarse una IOL multifocal difractiva dentro del ojo y después fijarse firmemente y colocarse con varios elementos hápticos. La región difractiva de la IOL multifocal difractiva puede dejar pasar simultáneamente energía óptica a puntos focales lejano, intermedio y cercano en condiciones ópticas con brillo mientras que la región refractiva externa puede dejar pasar energía óptica para visión lejana en condiciones ópticas tenues. También se da a conocer un método para corregir la alteración visual. Este método implica dejar pasar energía óptica a la retina en la que puede formarse una imagen con la energía óptica. Esta energía óptica se deja pasar con una IOL multifocal difractiva ubicada normalmente dentro del ojo y utilizada para sustituir la lente natural. La IOL multifocal difractiva deja pasar energía óptica en condiciones lejana, intermedia y cercana. La IOL multifocal difractiva presenta una región difractiva central y una región refractiva externa.
- 10
- 15 Las formas de realización de la presente divulgación permiten a los pacientes que presentan una alteración visual disponer de visión lejana clara en condiciones de pupila más pequeña, es decir condiciones fotópicas, y disponer de visión mejorada con una pupila más grande, es decir en condiciones mesópicas.
- 20 Como apreciará un experto habitual en la materia, el término “sustancialmente” o “aproximadamente”, tal como puede utilizarse en la presente memoria, proporciona una tolerancia aceptada por la industria a su término correspondiente. Como apreciará adicionalmente un experto habitual en la materia, el término “acoplado de manera operativa”, tal como puede utilizarse en la presente memoria, incluye acoplamiento directo y acoplamiento indirecto por medio de otro componente, elemento, circuito o módulo. Como apreciará también un experto habitual en la materia, acoplamiento inferido (es decir, en el que un elemento se acopla a otro elemento por inferencia) incluye acoplamiento directo e indirecto entre dos elementos de la misma manera que “acoplado de manera operativa”. Como apreciará adicionalmente un experto habitual en la materia, el término “se compara de manera favorable”, tal como puede utilizarse en la presente memoria, indica que una comparación entre dos o más elementos, artículos, señales, etc., proporciona una relación deseada.
- 25

REIVINDICACIONES

1. Implante ocular, que comprende:

5 una lente intraocular (IOL) multifocal difractiva (200, 400) que puede funcionar para proporcionar un enfoque lejano, cercano e intermedio, presentando la IOL multifocal difractiva un borde delgado que puede funcionar para soportar una incisión más pequeña, en el que la IOL multifocal difractiva comprende una región difractiva central (204, 404), una región refractiva de distancia central y una región refractiva externa (206, 406), una pluralidad de elementos hápticos (402) acoplados a la IOL multifocal difractiva que pueden funcionar para posicionar la IOL multifocal difractiva dentro de un ojo,

10 caracterizado por que comprende una fase de la región refractiva externa, que coincide con la fase de la región difractiva central y la fase de la región refractiva de distancia central desplazada fuera de fase con respecto a la región difractiva central con un 1/16 de una onda para realizar un desplazamiento de fase de la energía óptica de manera que se produzca una interferencia constructiva entre la región refractiva de distancia central y la región difractiva central en los focos, tanto lejano como intermedio.

2. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que:

20 la región difractiva (204, 404) está configurada para dejar pasar energía óptica simultáneamente para los focos lejano, intermedio y cercano en condiciones ópticas con brillo; y

25 la región refractiva (206, 406) está configurada para dejar pasar energía óptica para visión lejana en condiciones ópticas tenues.

3. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la IOL multifocal difractiva (200, 400) comprende una óptica biconvexa.

30 4. Implante ocular según la reivindicación 1, en el que la región difractiva (206, 406) comprende:

una pluralidad de escalones concéntricos, siendo la altura de escalón de los escalones concéntricos variada para asignar energía sobre la base de las condiciones de iluminación y actividad para producir un intervalo completo (de cercano a lejano) de visión de calidad.

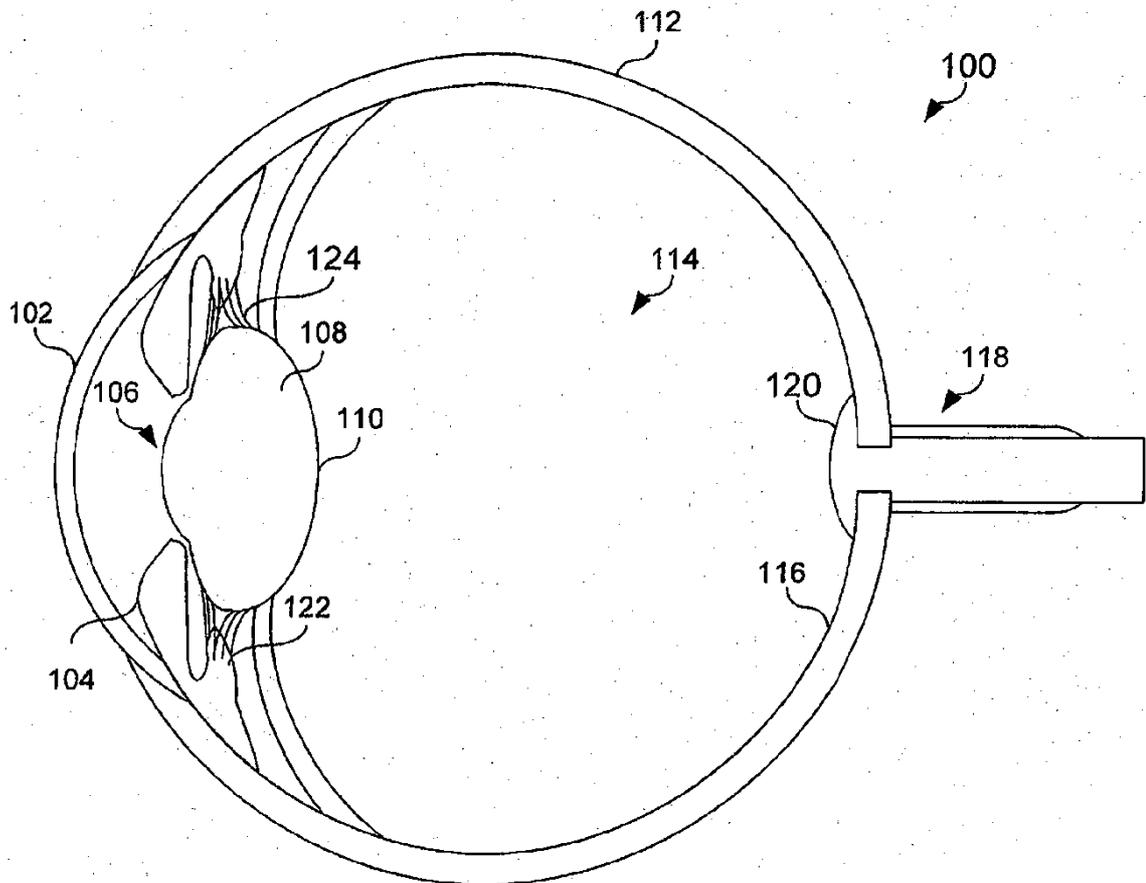


FIG. 1

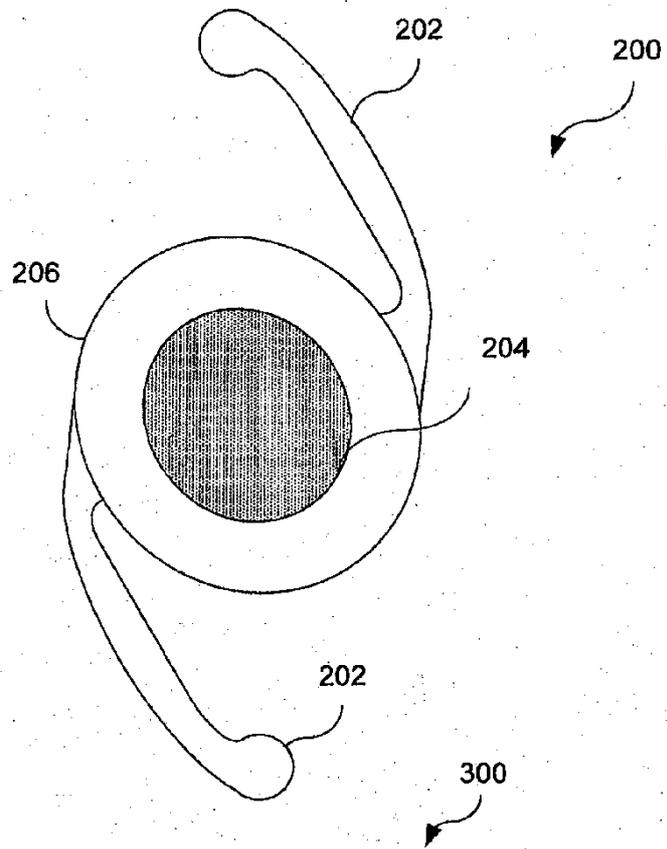


FIG. 2A

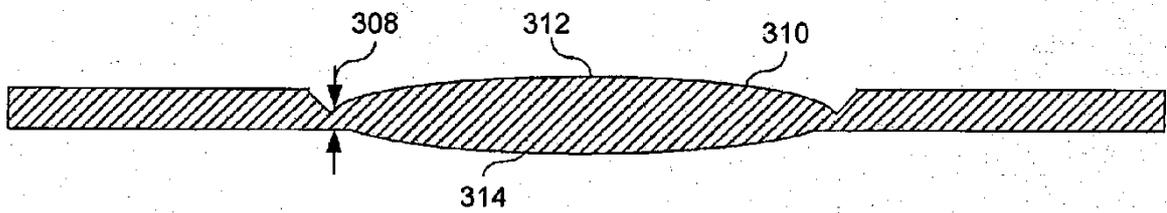


FIG. 2B

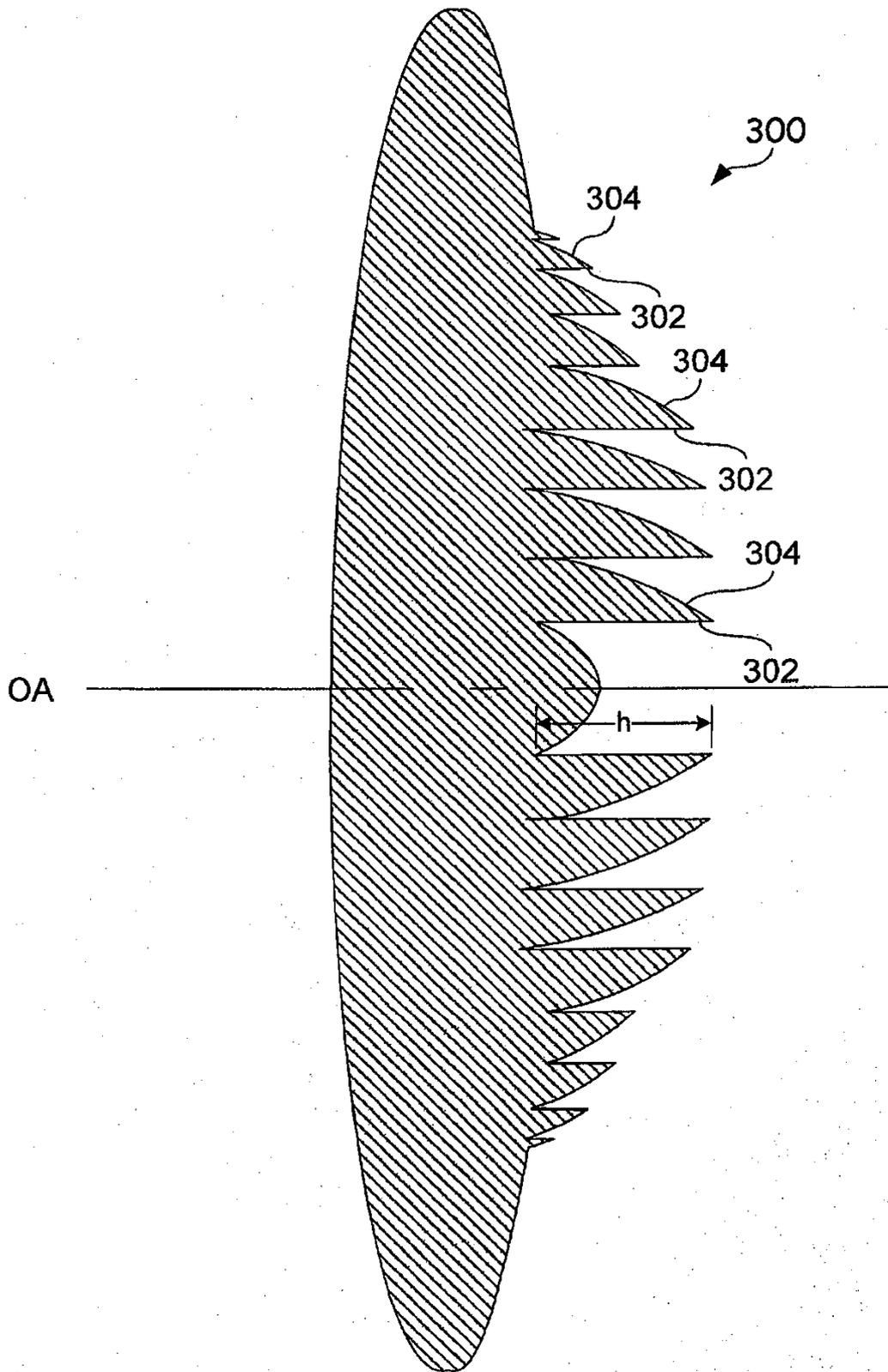


FIG. 3

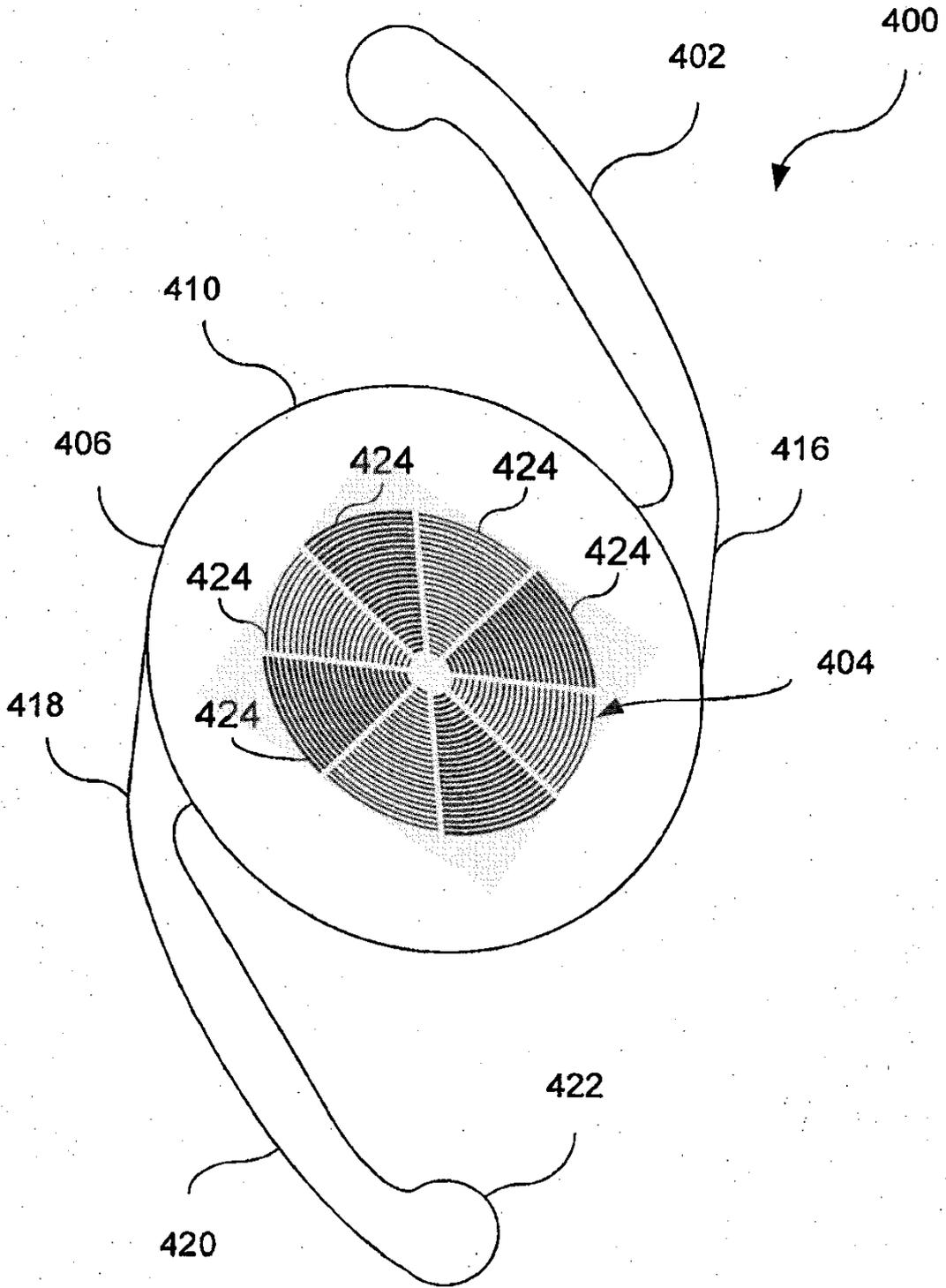


FIG. 4

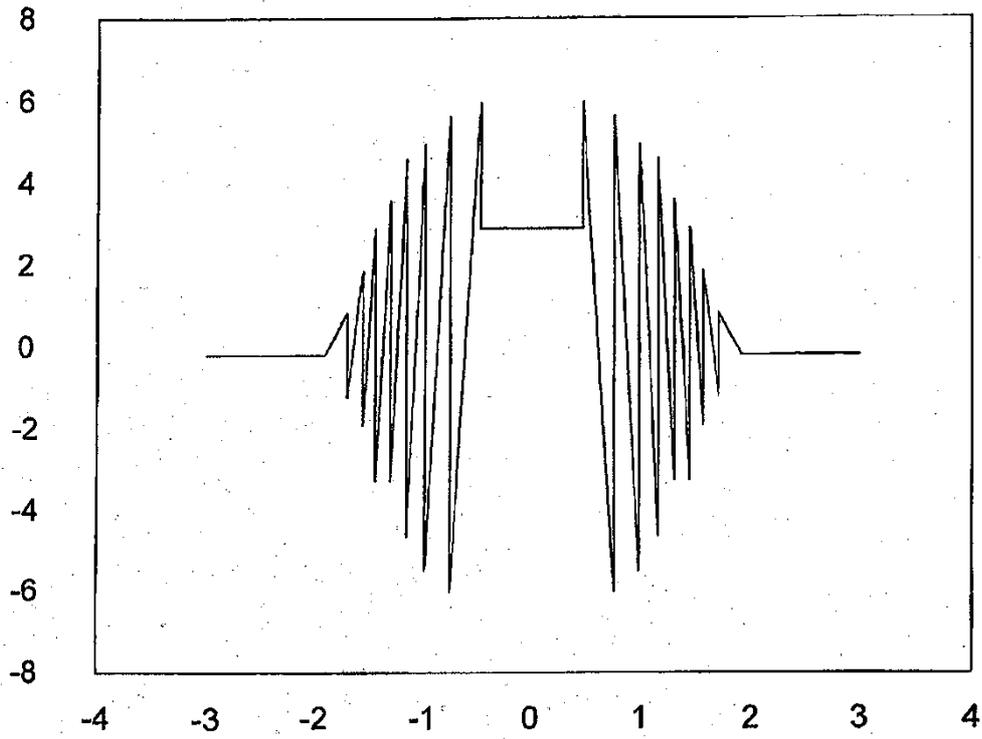


FIG. 5A

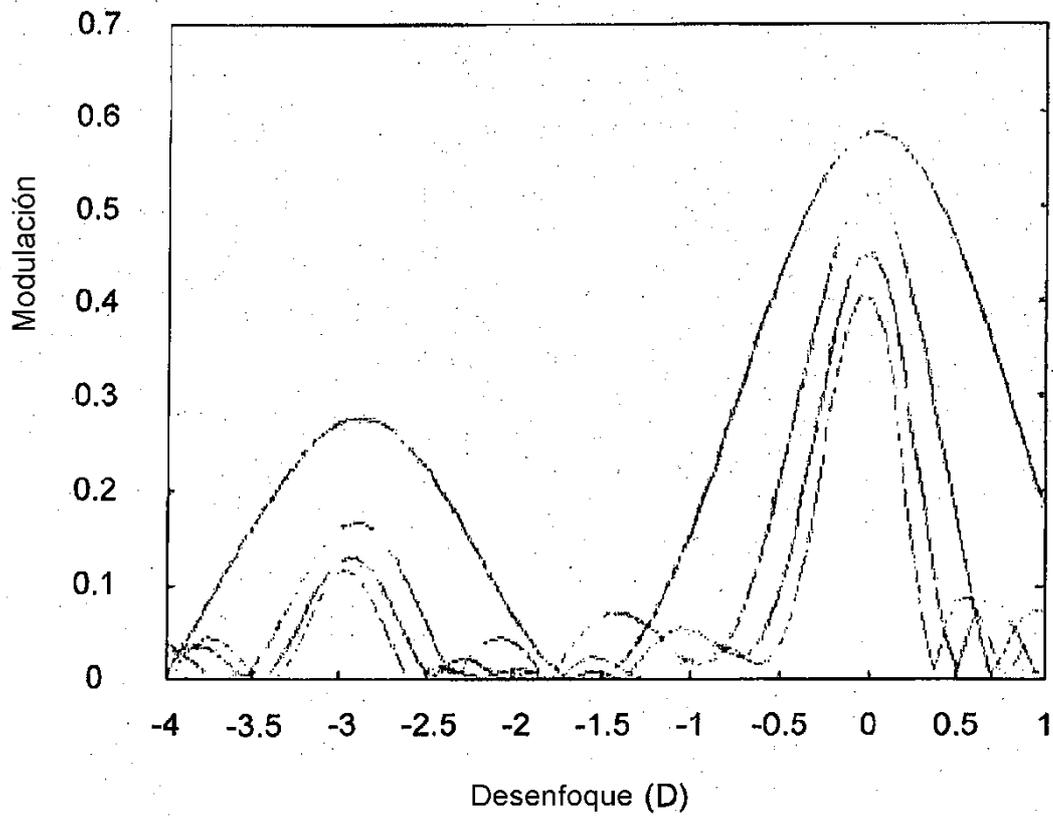


FIG. 5B

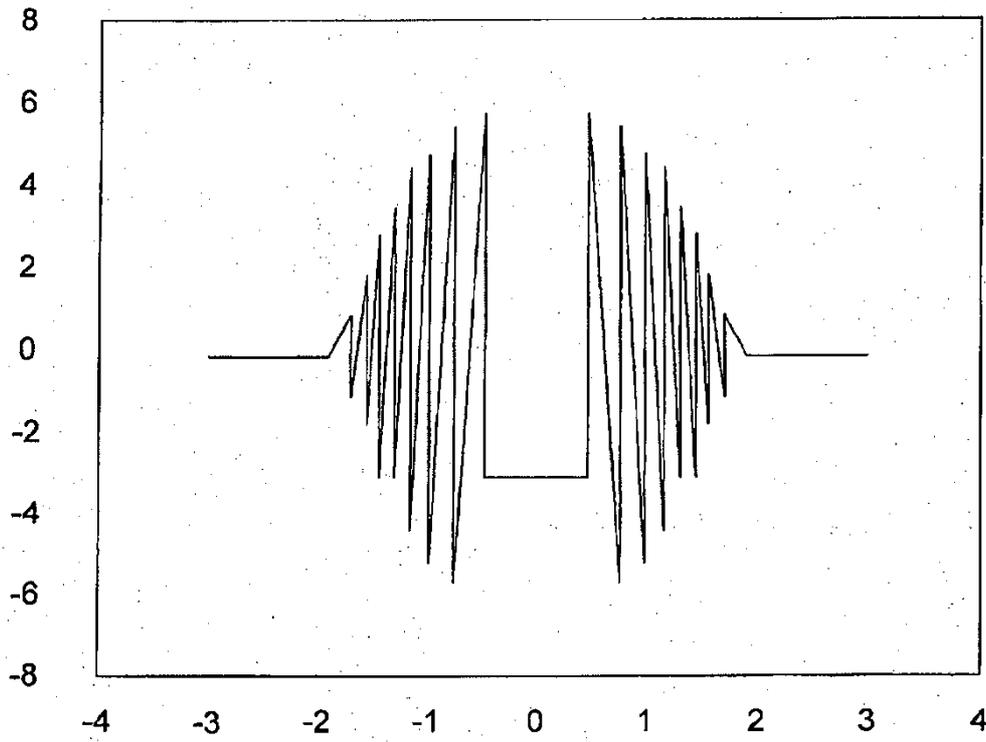
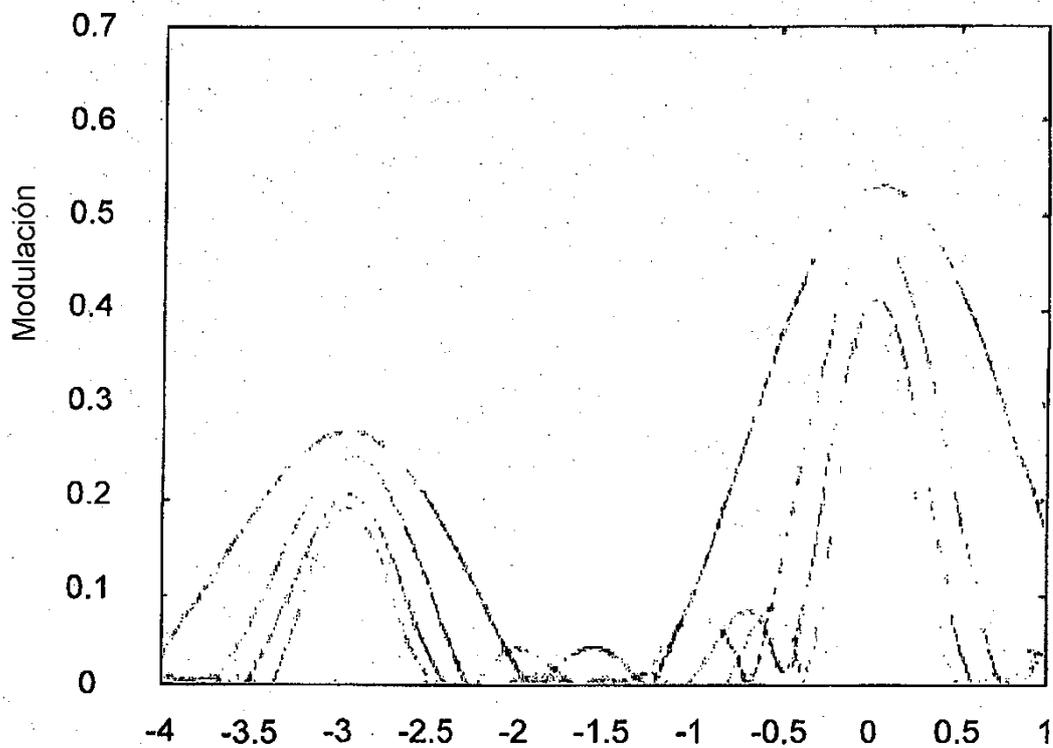


FIG. 5C



Desenfoco (D)

FIG. 5D

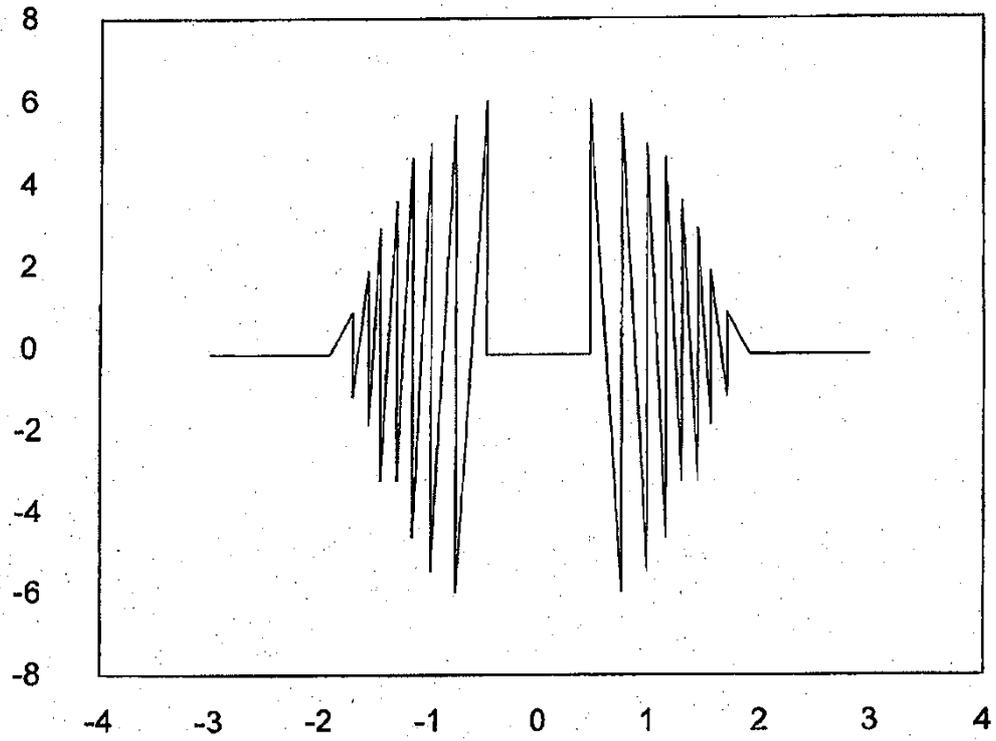


FIG. 5E

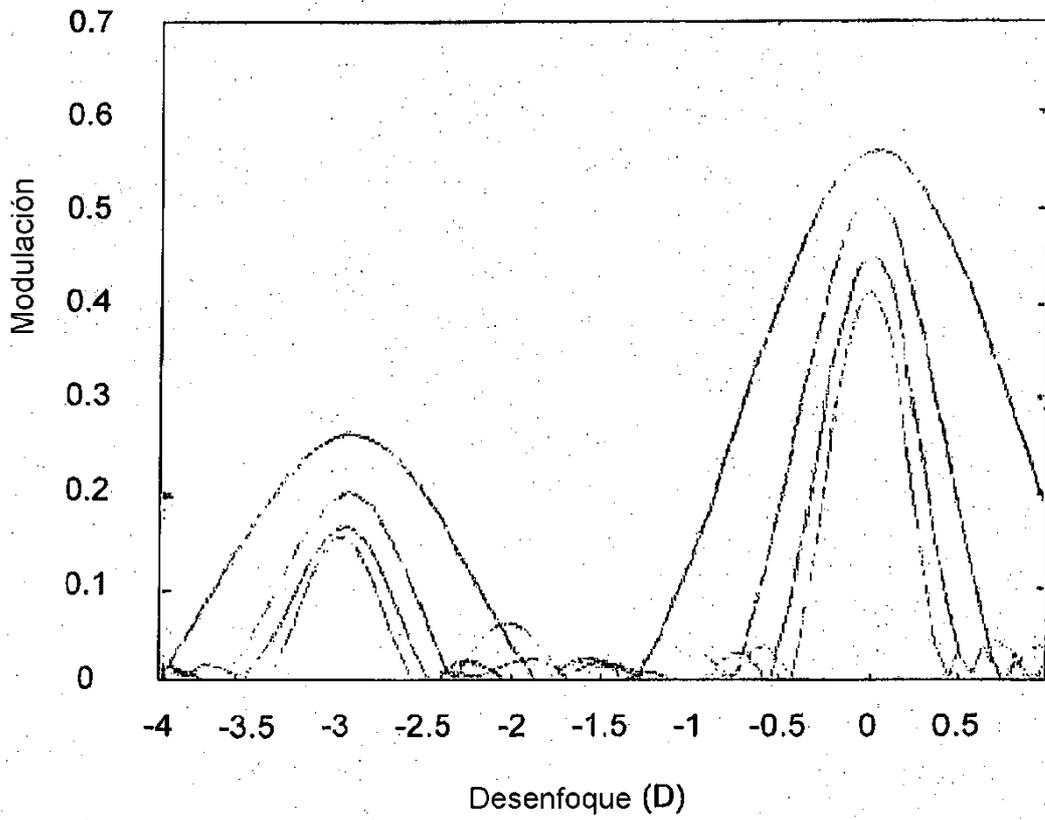


FIG. 5F

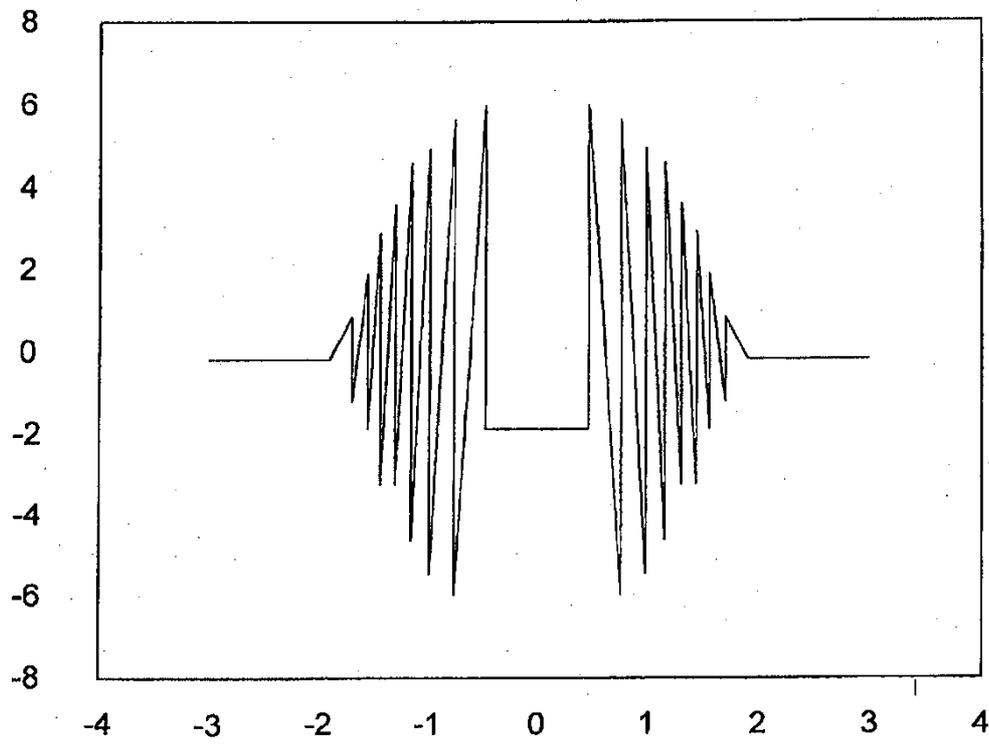


FIG. 5G

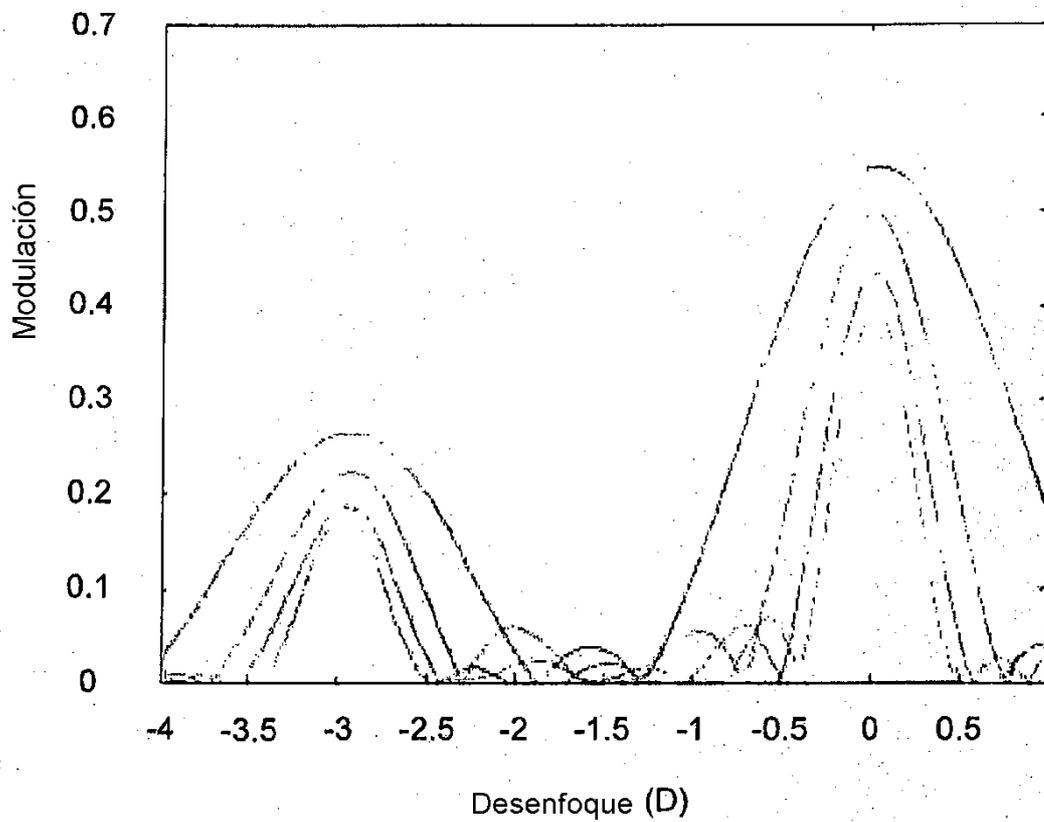


FIG. 5H

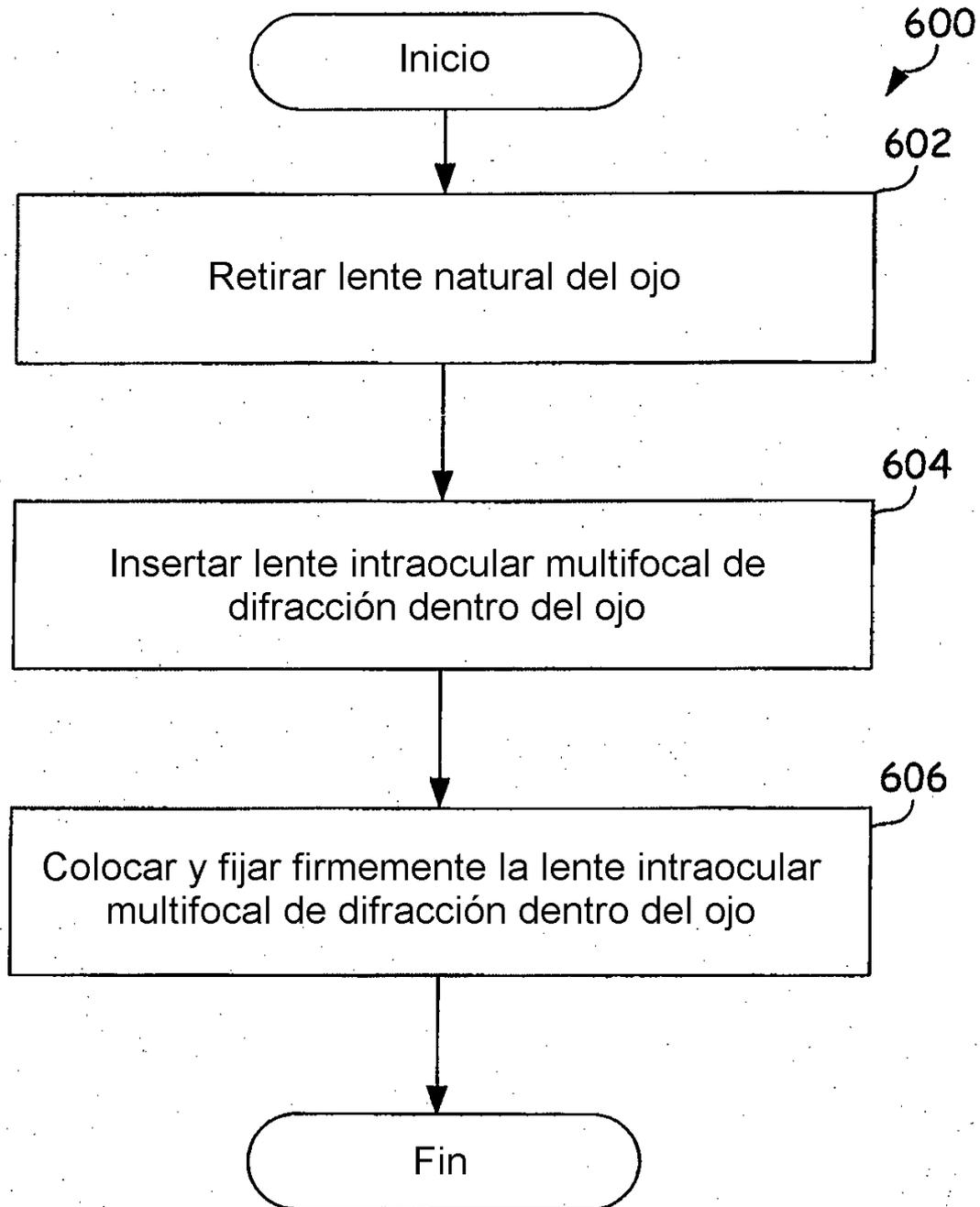


FIG. 6